

# METHOD FOR FAST OPERATING THREE-DIMENSIONAL IMAGE

Publication number: JP2003109042

Publication date: 2003-04-11

Inventor: DOI TAKESUMI; SAKUMA ICHIRO; RYO KOON;  
IWAHARA MAKOTO

Applicant: UNIV TOKYO

Classification:

- international: *G01R33/32; A61B5/055; A61B6/03; A61B8/00; A61B19/00; G06T1/00; G06T3/00; G06T17/40; A61B5/055; A61B8/00; G01R33/32; G01R33/32; A61B5/055; A61B6/03; A61B8/00; A61B19/00; G06T1/00; G06T3/00; G06T17/40; A61B5/055; A61B8/00; G01R33/32; (IPC1-7): A61B5/055; A61B8/00; G01R33/32; G06T17/40; A61B6/03; A61B19/00; G06T1/00; G06T3/00*

- european:

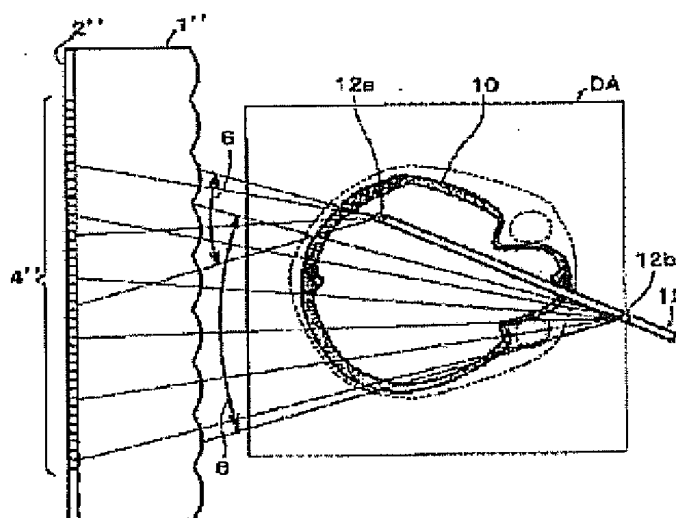
Application number: JP20010301474 20010928

Priority number(s): JP20010301474 20010928

[Report a data error here](#)

## Abstract of JP2003109042

**PROBLEM TO BE SOLVED:** To fast operate and display three-dimensional images of a body surface and internal organs of a patient in which the most part gets still and a three-dimensional image obtained by combining images of surgical instruments that changes every moment in a real time and also to provide an operation system capable of fast rewriting the three-dimensional images of the body surface and internal organs of the patient in the case the three-dimensional images have to be rewritten. **SOLUTION:** A three-dimensional display device consisting of a micro convex lens two-dimensional array, a planar display located almost at the focal plane of each lens of the convex lens array, and an image operating part for operating a two-dimensional image on the planar display so as to combine a target three-dimensional image from three-dimensional structure data of a three-dimensional object having a real body or a virtual three-dimensional object by being combined with the lens array, operates only a two-dimensional image for a planar display of a three-dimensional object to be changed and can perform fast operation of a three-dimensional image by combining a two-dimensional image for planar display of a still image part that has been already operated with two-dimensional images to each other in the case of changing a portion of a three-dimensional image to be displayed except when a full image is changed.



(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2003-109042

(P2003-109042A)

(43) 公開日 平成15年4月11日 (2003.4.11)

(51) Int.Cl. <sup>7</sup>	識別記号	F I	テームコード*(参考)
G 0 6 T 17/40		G 0 6 T 17/40	F 4 C 0 9 3
A 6 1 B 6/03	3 6 0	A 6 1 B 6/03	3 6 0 G 4 C 0 9 6
	3 7 7		3 6 0 Q 4 C 3 0 1
19/00	5 0 2	19/00	3 7 7 4 C 6 0 1
			5 0 2 5 B 0 5 0
審査請求 有 請求項の数 9 O L (全 11 頁) 最終頁に続く			

(21) 出願番号 特願2001-301474(P2001-301474)

(22) 出願日 平成13年9月28日 (2001.9.28)

特許法第30条第1項適用申請有り 2001年3月31日 日本  
 コンピューター外科学会発行の「日本コンピューター  
 外科学会誌 第2巻 第4号」に発表

(71) 出願人 391012327

東京大学長

東京都文京区本郷7丁目3番1号

(72) 発明者 土肥 健純

東京都世田谷区中町2-6-30

(72) 発明者 佐久間 一郎

神奈川県横浜市保土ヶ谷区川島町719-24

(72) 発明者 廖 洪恩

神奈川県横浜市中区茅ヶ崎南5-26-49  
-220

(74) 代理人 100066061

弁理士 丹羽 宏之 (外1名)

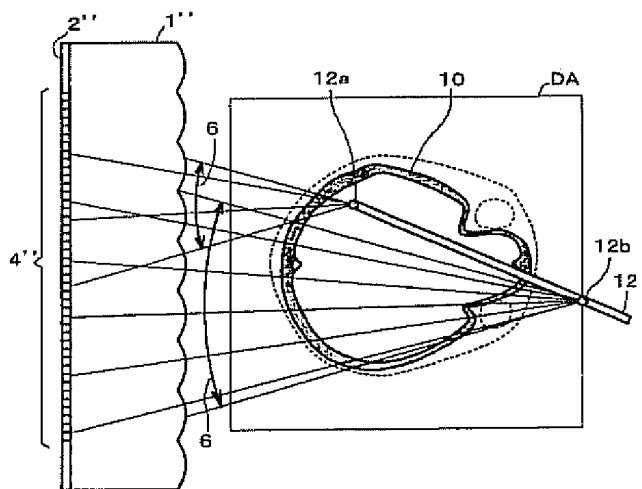
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 三次元画像高速演算方法

## (57) 【要約】

【課題】 大部分が静止した患者の体表や内部臓器の三次元画像と、刻々変化する手術器具の画像の合成された三次元画像を、高速に演算し、リアルタイムに表示する。また、患者の体表や内部臓器の三次元画像も、書き換えが必要になった場合には高速書き換えを可能にする演算方式を提供する。

【解決手段】 マイクロ凸レンズ二次元アレイと、凸レンズアレイの各レンズの略々焦点面に位置する平面ディスプレイと、実体ある三次元物体または仮想三次元物体の三次元構造データから前記レンズアレイと組み合わせる目的の三次元画像が表示されるように前記平面ディスプレイの二次元画像を演算する画像演算部からなる、三次元画像表示装置に於いて、全画像変更時を除き、表示すべき三次元画像の一部を変更する場合に、変更する三次元物体の平面ディスプレイ用二次元画像のみを演算し、既に演算された静止画像部分の平面ディスプレイ用二次元画像とを、二次元画像同士で合成することで、三次元画像の高速演算を可能にする。



## 【特許請求の範囲】

【請求項 1】 マイクロ凸レンズ二次元アレイと、前記凸レンズ二次元アレイの各レンズの略々焦点面に位置する平面ディスプレイと、実体ある三次元物体または仮想三次元物体の三次元構造データから、前記レンズアレイと組み合わせて目的の三次元画像が表示されるように、前記平面ディスプレイの二次元画像を演算する、画像演算部からなる、三次元画像表示装置に於いて、全画像変更時を除き、表示すべき三次元画像の一部を変更する場合に、変更する三次元物体の平面ディスプレイ用二次元画像のみを演算し、既に演算された静止画像部分の平面ディスプレイ用二次元画像とを、二次元画像同士で合成することを特徴とする三次元画像高速演算方法。

【請求項 2】 ピンホール二次元アレイと、前記ピンホール二次元アレイと所定の間隔を隔てて位置する平面ディスプレイと、実体ある三次元物体または仮想三次元物体の三次元構造データから、前記ピンホール二次元アレイと組み合わせて目的の三次元画像が表示されるように、前記平面ディスプレイの二次元画像を演算する、画像演算部からなる、三次元画像表示装置に於いて、全画像変更時を除き、表示すべき三次元データの一部分を変更する場合に、変更する三次元物体の平面ディスプレイ用二次元画像のみを演算し、既に演算された静止画像部分の平面ディスプレイ用二次元画像とを、二次元画像同士で合成することを特徴とする三次元画像高速演算方法。

【請求項 3】 二次元画像同士の合成方法として、変更部分を静止部分に上書きすることを特徴とする請求項 1 または請求項 2 記載の三次元画像高速演算方法。

【請求項 4】 二次元画像同士の合成方法として、変更部分と静止部分を重み付け加算することを特徴とする請求項 1 または請求項 2 記載の三次元画像高速演算方法。

【請求項 5】 患者の体表や内部構造等を示す画像の変更が必要な場合を除き、刻々三次元的に位置が変化する手術器具の平面ディスプレイ用二次元画像のみを演算し、患者の体表や内部構造を示す画像等の既に演算された平面ディスプレイ用二次元画像とを、二次元画像同士で合成することを特徴とする請求項 1 または請求項 2 記載の三次元画像高速演算方法。

【請求項 6】 三次元位置・姿勢測定装置によって測定される、手術器具の三次元的な位置・姿勢データとして、手術器具の先端の一点、および 先端と他端を結ぶ線上の一点からなる二点のみの位置データからその二点を結ぶ直線を軸とする、所定の太さの棒として表示することを特徴とする請求項 5 記載の三次元画像高速演算方法。

【請求項 7】 目的に応じた三次元画像表示範囲を定め、その範囲外の手術器具の画像を演算しないことを特徴とする請求項 5 または請求項 6 記載の三次元画像高速演算方法。

【請求項 8】 手術器具の二次元画像を演算するに当た

って、表示する手術器具の三次元画像の両端の点の視域を示す多角錐が、それぞれ平面ディスプレイと交わる二つの多角形内部、および手術器具の三次元画像の両端が前記レンズアレイの前後にある場合には、前記二つの多角形を結ぶ内接線で囲まれた範囲にほぼ等しい範囲の二次元画像のみを演算し、手術器具の三次元画像の両端が前記レンズアレイの同じ側にある場合には、前記二つの多角形を結ぶ外接線で囲まれた範囲にほぼ等しい範囲の二次元画像のみを演算することを特徴とする請求項 6 または請求項 7 記載の三次元画像高速演算方法。

【請求項 9】 患者の体表や内部構造等を示すボリュームデータから、平面ディスプレイ用の二次元画像を演算するに当たって、描くべき物体像の表面を探索することを、レンズアレイから最も飛び出した位置にあるボクセルから始め、ボクセルの間隔より大きい間隔で探索し、探索した点が描くべき物体の内部に到達したら、一個前の探索点との間を、改めてボクセルの間隔で表面を見つける演算方法により、患者の体表や内部構造等を示す三次元画像の演算を高速に行うことを特徴とする請求項 5 ないし請求項 8 のいずれかに記載の三次元画像高速演算方法。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【発明の属する技術分野】本発明はリアルタイム三次元表示装置に係り、部分動画の立体画像の高速演算方法に関する。中でも、特に、手術用三次元画像ナビゲーションのための画像演算方法に関する。

## 【0002】

【従来の技術】マイクロ凸レンズ二次元アレイと感光体を組み合わせると、三次元的な光線の記録再生能力があることを、フランスの M. G. Lippmann が見だし、1908年に論文として提案した。現在この方法は“IP”(Integral Photography)と呼ばれている。

【0003】その原理を、まずは、最もシンプルな条件である、「空中に置かれた一個の点光源を記録再生する場合」について説明する。

【0004】図1はIPの記録の状態を示す図である。1のマイクロ凸レンズ二次元アレイの各レンズの大きさ、互いの間隔は、目的に応じて、0.1ミリから数ミリ程度が選ばれる。2の感光体は、前記レンズアレイ1の各レンズの略々焦点面にあり、3の点光源は、前記各レンズの大きさ程度の直径を有するものとする。

【0005】点光源3から出た光は、前記レンズアレイ1の各凸レンズにほぼ平行光として入射し、感光体2を配した焦点面では、各凸レンズ毎に集光し小さな点像(4a、4b、4c・・・)として記録される。感光体全体としては点像群4として記録される。

【0006】図2は図1の様に記録されたIPの再生状態を示す図である。現像済みの点像群(4a'、4

10

20

30

40

50

b'、4c'・・・)が記録された感光体2'を、再度レンズアレイ1と同じ位置関係に置く。その後方から拡散性面光源5で照明すると、光の可逆性から、現像された感光体の各点像(4a'、4b'、4c'・・・)は各凸レンズの焦点面にあるわけで、各点像から出た光は各凸レンズを介して、各々ほぼ平行光として射出する。各凸レンズから出たたくさんの平行光は、もと点光源があった三次元的な位置に集光し、後は発散する。

【0007】この発散する光のコーンの範囲では、もとの点光源があった場合とほぼ同等の光線が存在する。この発散する光のコーン中に観察者が目を置くと、もとの点光源があった場合とほぼ変わらない点光源を認識することになる。範囲内であれば、観察者が目を移動しても、両眼視しても、常にもとの点光源の位置点光源が存在するように感じることで、点光源の三次元画像3'が記録再生されることになる。

【0008】但し、この点光源像3'を再生している個々の光線はレンズアレイ1の各レンズから射出されるほぼ平行光なので、個々のレンズの寸法より小さな画像を再生することは出来ない。この発散する光のコーンの範囲を「視域」6と呼ぶ。

【0009】見方を変えればIPとは、記録時は、前記マイクロ凸レンズアレイの各レンズと感光体で形成される微小カメラ群(アレイ)により、各カメラ(凸レンズ)の位置から見た被写体の像の集合としての二次元画像が得られ、再生時は、現像済の感光体と前記マイクロ凸レンズアレイの各レンズとで形成される微小スライドプロジェクタ群(アレイ)により、撮影時と逆の光線群が空間に射出され、もと被写体のあった三次元的な同じ位置に実像を結ぶことにより、三次元像の記録再生を行う方式である。

【0010】図3はピンホールアレイを用いたIPの記録の状態を示す図である。7のピンホール二次元アレイの各ピンホールの互いの間隔は、目的に応じて、0.1ミリから数ミリ程度が選ばれる。2の感光体は、前記ピンホールアレイと所定の間隔を隔てて配置される。3の点光源は、前記ピンホールアレイのピンホール間隔程度の直径のものとする。

【0011】点光源3から出た光は、ピンホール二次元アレイの各凸ピンホールに入射し、そのまま直進して、感光体を配した焦点面では、各凸レンズ毎に集光し小さな点像(4a、4b、4c・・・)として記録される。感光体全体としては点像群4として記録される。

【0012】図4は図3のようにピンホールアレイを用いて記録されたIPの再生状態を示す図である。現像済みの、点像群(4a'、4b'、4c'・・・)が記録された感光体2'を、再度ピンホールアレイ7と同じ位置関係に置く。その後方から拡散性面光源5で照明すると、光の可逆性から、現像された感光体の各点像(4a'、4b'、4c'・・・)は各ピンホールを通過

直進し、もと点光源があった三次元的な位置に集光し、後は発散する。この発散する光のコーンの範囲では、もとの点光源があった場合とほぼ同等の光線が存在する。

【0013】この発散する光のコーン中に観察者が目を置くと、もとの点光源があった場合とほぼ変わらない点光源を認識することになる。範囲内であれば、観察者が目を移動しても、両眼視しても、常にもとの点光源の位置点光源が存在するように感じることで、点光源の三次元画像3'が記録再生されることになる。この発散する光のコーンの範囲を「視域」6と呼ぶ。

【0014】図5は前記マイクロ凸レンズ二次元アレイ1の一例を示す斜視図である。この例では各凸レンズは基盤の目状に並んでいるが、蜂の巣状やランダム等、任意の配列が使用可能である。

【0015】図6は前記ピンホール二次元アレイ7の一例を示す斜視図である。この例では各ピンホールは基盤の目状に並んでいるが、蜂の巣状やランダム等、任意の配列が使用可能である。

【0016】図7はマイクロ凸レンズ二次元アレイ1の各レンズより大きい寸法の不透明物体8を撮影する様子を示したもので、前記マイクロ凸レンズ二次元アレイ1の各凸レンズの位置から見た被写体の像群4が感光体に記録される。ただし、被写体は不透明なので、各凸レンズから見える側のみが撮影される。

【0017】図8はその再生の様子を示したもので、前記不透明物体のレンズアレイから見える側のみではあるが、もと被写体があったと同じ位置に三次元像と8'として再生される。ただ、この画像を三次元像として観察できる視域は、この図において当然三次元画像の右側になるので、その視域からもとの被写体を眺めた場合見えるはずの被写体の右側の面ではなく、本来見えないはずの被写体の左側の面だけが再生される、という問題点を持っている。

【0018】この問題点は、コンピュータグラフィクス(CG)を用いることで解決できる。前述のように、IPの記録時は、マイクロ凸レンズ二次元アレイの各レンズの位置から見た被写体の像の集まりが得られれば良いのであるから、実際に被写体を置かなくても、被写体の三次元データさえあれば、演算によって各レンズの背後の画像を求めることができることは説明を要しないであろう。

【0019】一般的なCGの演算方法を用いるなら、隠面処理により、視点から最も近い面が演算され、図7の状態と同じ画像群4を演算で求められる。ここに、隠面処理を視点から最も遠い面を演算するように変更すればこの問題を解決できる。この演算方法については、例えばPCT/J99/05669に詳しく述べられている。

【0020】図9は隠面処理を視点から最も遠い面を演算するように変更したCGを用いて、図7と同じ被写体

10

20

30

40

50

からの感光体上の二次元画像を演算で求めている状態を示した図である。ここに、被写体は8'は実物ではなく被写体の三次元データであり、マイクロ凸レンズ二次元アレイもコンピュータ内部のみにある仮想レンズアレイで1'で、そのパラメータは再生時に使用されるマイクロ凸レンズ二次元アレイ1に合わせる。そして、仮想の感光体の2'の上を生ずるであろう二次元画像を4'をCGソフトで演算する。

【0021】つまり、この図は実物があるのではなく、すべてコンピュータ内部での演算により仮想的に行われる。

【0022】図10は図9のように演算された二次元画像を4'を用いて、三次元画像を再生している様子を示す図である。この図の上で仮想の被写体の右側の面のみが、三次元像として再生されているが、この再生像を8'を観察するのはこの図の上で再生像8'より右側になるので、仮想の不透明な被写体を8'を右側から眺めた場合と同じく、被写体の右側の面のみが見えていることは全く自然である。

【0023】所詮、不透明な実物であれば、実際にそれを右側から眺めた場合には、裏側（左側）の面は決して見えないわけで、再生された三次元画像に被写体の見えない裏側の情報が無いことは情報の欠落にはならず、全く自然な三次元像を再生していることになる。

【0024】実物の被写体を直接撮影する方法で、IPと三次元画像をこのような位置関係にすることはできないが、CGを用いてコンピュータ内部で仮想的に演算するなら可能になる。図11はその様子を示している。

【0025】同様に、CGを用いてコンピュータ内部で仮想的に演算するならば、三次元画像の一部がレンズアレイから飛び出し、一部はレンズアレイと同じ奥行きに、一部が奥にあるような配置も可能である（図12）。

【0026】図9のところでは、「隠面処理を視点から最も近い面を演算するように変更したCGを用いる」と説明したが、図11、図12の場合まで含めると、「レンズ（または、ピンホール）アレイと二次元ディスプレイ（または、感光体）の配置を基準に、レンズ（または、ピンホール）アレイから平面ディスプレイ（または、感光体）に向かう光線の上で最もレンズ（または、ピンホール）アレイ側の面を演算するように変更したCGを用いる」と表現し直した方が一般的である。

【0027】図13は医用ボクセルデータ画像の構造を示す図である。画像を構成する基本単位はボクセル11と呼ばれる、縦・横・高さを持った三次元的な画素で、例えばX線CTにより得られた画像なら各ボクセルはX線の吸収率を表す「CT値」とよばれる数値を持っている。ボクセルデータ領域9は、このようなボクセル11が縦・横・高さ方向に積み重なっていて、ボクセルの数値の分布として立体画像10を内包している。

【0028】この図13は人体頭部のX線CT画像を示したもので、体表や内部臓器も各部の「CT値」を持つボクセルの集まりで、特に骨はX線の吸収率が高く、それらのボクセルは数値が高い。このようなボクセルデータ画像は、X線CTの他に、MRIや三次元超音波診断装置等からも得られ、それぞれの計測法に基づいた数値を持つボクセルの三次元的な集合である。

【0029】図14はそのようなボクセルデータ画像からIPを演算する方法と、レンズアレイの設計から決まる視域を説明した図である。まず、レンズアレイの設計から決まる視域について説明すると、レンズアレイの個々のレンズが扱える二次元画像は、互いに隣のレンズと干渉しないためにレンズピッチLPとほぼ同じ範囲に限られ、レンズの焦点距離との組み合わせで視域が決定される。

【0030】次に、IPの演算方法であるが、図13に示したX線CTのボクセルデータ画像10から骨を表示する例で説明する。仮想レンズアレイ1'のレンズピッチLP内の仮想感光体2'の上の画素（Pa、Pb、Pc・・・）とレンズの基準点を結ぶ直線に沿って、ボクセルデータ画像9の最もレンズアレイから遠いボクセルを表示三次元画像の表示面探索の開始点（Sa、Sb、Sc・・・）とし、レンズの基準点に向かう直線上を描きたい臓器（骨）の値を持つボクセルを1ボクセルずつ見つけるまで探索し、見つかったところで探索を終了し、探索終了点のボクセル（Fa、Fb、Fc・・・）に対応した画像を仮想感光体2'の上の画素（Pa、Pb、Pc・・・）とする。

【0031】同様の演算を仮想レンズアレイ1'の全レンズについて行う。重複するが、この演算方法については、例えばPCT/J99/05669に詳しく述べられている。

【0032】手術の三次元画像ナビゲーションでは、X線CTやMRI等により撮影された患者の体表や内部臓器のボリュームデータから作成される三次元画像と、手術中に刻々変化する手術器具の三次元的な位置や姿勢を示す三次元画像とを合成した画像を表示する必要がある。

【0033】

【発明が解決しようとする課題】前述の、手術の三次元画像ナビゲーションでは、X線CTやMRI等により撮影された患者の体表や内部臓器のボリュームデータから作成される三次元画像に対する、手術中に刻々変化する手術器具の三次元的な位置や姿勢を三次元画像として高速に演算し三次元画像を更新する必要があったが、そのための高速演算方法は考えられていなかった。

【0034】本発明では、大部分が静止した患者の体表や内部臓器の三次元画像と、刻々変化する手術器具の画像の合成された三次元画像を、高速に演算し、リアルタイムに表示すること目的とする。また、本発明の別の目

的は、ほぼ静止画と考えてよい患者の体表や内部臓器の三次元画像も、書き換えが必要になった場合には高速書き換えを可能にする演算方式を提供することである。

#### 【0035】

【課題を解決するための手段】上記課題を解決するために、本発明では以下の手段を提供する。

【0036】三次元的に位置が変化する手術器具の平面ディスプレイ用二次元画像のみを演算し、患者の体表や内部構造を示す画像等の既に演算された平面ディスプレイ用二次元画像とを、二次元画像同士で合成する、演算手段や、手術器具の画像を演算不要範囲の情報を基に演算する手段。

【0037】さらに、患者の体表や内部構造等を示すボリュームデータから、平面ディスプレイ用の二次元画像を演算するに当たって、描くべき物体像の表面を探索することを、ボクセルの間隔より大きい間隔で探索し、探索した点が描くべき物体の内部に到達したら、一個前の探索点との間を、改めてボクセルの間隔で表面を見つける演算方法を提供する。

【0038】より具体的には次のように構成することで本発明の課題を解決できる。

【0039】(1) マイクロ凸レンズ二次元アレイと、前記凸レンズ二次元アレイの各レンズの略々焦点面に位置する平面ディスプレイと、実体ある三次元物体または仮想三次元物体の三次元構造データから、前記レンズアレイと組み合わせて目的の三次元画像が表示されるように、前記平面ディスプレイの二次元画像を演算する、画像演算部からなる、三次元画像表示装置に於いて、全画像変更時を除き、表示すべき三次元画像の一部を変更する場合に、変更する三次元物体の平面ディスプレイ用二次元画像のみを演算し、既に演算された静止画像部分の平面ディスプレイ用二次元画像とを、二次元画像同士で合成することを特徴とする三次元画像高速演算方法。

【0040】(2) ビンホール二次元アレイと、前記ピンホール二次元アレイと所定の間隔を隔てて位置する平面ディスプレイと、実体ある三次元物体または仮想三次元物体の三次元構造データから、前記ピンホール二次元アレイと組み合わせて目的の三次元画像が表示されるように、前記平面ディスプレイの二次元画像を演算する、画像演算部からなる、三次元画像表示装置に於いて、全画像変更時を除き、表示すべき三次元データの一部を変更する場合に、変更する三次元物体の平面ディスプレイ用二次元画像のみを演算し、既に演算された静止画像部分の平面ディスプレイ用二次元画像とを、二次元画像同士で合成することを特徴とする三次元画像高速演算方法。

【0041】(3) 二次元画像同士の合成方法として、変更部分を静止部分に上書きすることの特徴とする

(1) または (2) 記載の三次元画像高速演算方法。

【0042】(4) 二次元画像同士の合成方法として、

変更部分と静止部分を重み付け加算することの特徴とする (1) または (2) 記載の三次元画像高速演算方法。

【0043】(5) 患者の体表や内部構造等を示す画像の変更が必要な場合を除き、刻々三次元的に位置が変化する手術器具の平面ディスプレイ用二次元画像のみを演算し、患者の体表や内部構造を示す画像等の既に演算された平面ディスプレイ用二次元画像とを、二次元画像同士で合成することを特徴とする (1) または (2) 記載の三次元画像高速演算方法。

【0044】(6) 三次元位置・姿勢測定装置によって測定される、手術器具の三次元的な位置・姿勢データとして、手術器具の先端の一点、および先端と他端を結ぶ線上の一点からなる二点のみの位置データからその二点を結ぶ直線を軸とする、所定の太さの棒として表示することを特徴とする (5) 記載の三次元画像高速演算方法。

【0045】(7) 目的に応じた三次元画像表示範囲を定め、その範囲外の手術器具の画像を演算しないことを特徴とする (5) または (6) 記載の三次元画像高速演算方法。

【0046】(8) 手術器具の二次元画像を演算するに当たって、表示する手術器具の三次元画像の両端の点の視域を示す多角錐が、それぞれ平面ディスプレイと交わる二つの多角形内部、および手術器具の三次元画像の両端が前記レンズアレイの前後にある場合には、前記二つの多角形を結ぶ内接線で囲まれた範囲にほぼ等しい範囲の二次元画像のみを演算し、手術器具の三次元画像の両端が前記レンズアレイの同じ側にある場合には、前記二つの多角形を結ぶ外接線で囲まれた範囲にほぼ等しい範囲の二次元画像のみを演算することを特徴とする (6) または (7) 記載の三次元画像高速演算方法。

【0047】(9) 患者の体表や内部構造等を示すボリュームデータから、平面ディスプレイ用の二次元画像を演算するに当たって、描くべき物体像の表面を探索することを、レンズアレイから最も飛び出した位置にあるボクセルから始め、ボクセルの間隔より大きい間隔で探索し、探索した点が描くべき物体の内部に到達したら、一個前の探索点との間を、改めてボクセルの間隔で表面を見つける演算方法により、患者の体表や内部構造等を示す三次元画像の演算を高速に行うことを特徴とする

(5) ないし (8) のいずれかに記載の三次元画像高速演算方法。

#### 【0048】

【発明の実施の形態】以下、本発明の実施の形態を詳細に説明する。

【0049】図15は、本発明の一実施例を示す図である。まず、患者の体表や内部臓器を示す医療用ボクセルデータ画像10からは、図14で説明した演算により仮想感光体2' 'の上の二次元画像が得られる。

【0050】次に、手術中に使用される手術器具は、メ

ス、鉗子、吸引管、等、棒状の物が一般的で、ナビゲーション用の画像では先端の三次元的な位置と器具の方向を示す直線で表現するのが一般的である。この手術器具 12 の三次元的な位置や姿勢は、この図には示していないが、磁界や光学的なセンサーによる三次元位置・姿勢測定装置によって測定され、先端 12a の位置および軸の方向等の情報が得られる。

【0051】手術器具の先端 12a の位置情報から仮想感光体 2' ' 上の二次元画像群を演算するに当たって、仮想レンズアレイ 1' ' の設計から決まる視域 6 はその演算量に対して重要な意味を持つ。つまり、図 15 に於いて手術器具の先端 12a を頂点とした多角錐の視域 6 の中に含まれる仮想レンズアレイ 1' ' の個々のレンズに対応した仮想感光体 2' ' の部分にしか画像はあり得ず、その演算は手術器具の先端 12a とその視域 6 に含まれる個々のレンズの基準点を結ぶ直線を伸ばした直線が仮想感光体 2' ' の上のどの画素に対応しているのかのみを演算すればよいことになる。

【0052】図 15 に於いて 12a からの直線は 3 本示されているが、仮想レンズアレイ 1' ' が、図 5 に示したような基盤の目状配列の場合は、縦 3 本、横 3 本という僅か 9 本の直線演算をすればよいことを示している。

【0053】次に、手術器具の方向を示す画像の演算について説明する。手術ナビゲーション用の画像に於いては、手術する患部近傍の画像のみが必用であって、不必要に患部から遠い画像はむしろ邪魔になることが分かった。本発明では三次元画像表示（演算）領域 DA を定める。この三次元画像表示領域 DA の寸法や位置は各手術に対応してケースバイケースに決定される。このように、手術器具の三次元画像表示範囲を限定することは演算の速さにも寄与し、例えば半分の長さを表示するなら演算時間はほぼ半分になり、高速演算の点からも重要であった。

【0054】手術器具の軸を示す直線上で、前記三次元画像表示領域 DA 内で手術器具先端 12a から最も遠い点を 12b と表し、点 12a と点 12b 間の直線を仮想被写体として仮想感光体 2' ' 上の二次元画像を演算すれば手術器具を示す三次元画像が得られるはずであるが、ここで重要なことはその仮想被写体の太さである。IP の原理を図 2 で説明したように、IP ではレンズアレイの個々のレンズ寸法より小さな三次元画像は再生出来ないで、本発明では手術器具 12 を前記個々のレンズ寸法より太い棒として表現する。つまり、点 12a から点 12b を結ぶ直線に前記太さを与えた仮想手術器具の各点の仮想感光体上の画像を、点 12a の二次元画像を演算したと同じ方法で演算する。

【0055】最後に、こうして得られた手術器具 12 の仮想感光体 2' ' 上の二次元画像群を、既に演算されている患者の体表や内部臓器を示す医療用ボクセルデータ画像 10 の仮想感光体 2' ' 上の二次元画像群に上書き

（オーバーライト）する。つまり、医療用ボクセルデータに対応した二次元画像群の内、手術器具に対応した二次元画像のある部分のみが書き換えられる。この演算は、二次元画像同士の単なる上書きなので、二つの三次元物体を三次元的に合成した後、仮想感光体 2' ' 上の二次元画像群を演算することに比べると、非常に高速に実行できる。

【0056】その結果、本来患者の臓器の奥深くに入っている手術器具の三次元画像が、手前の臓器の画像の一部消して完全に見えているような三次元画像が得られる。これは一見、隠面消去が正しく行われていない CG のようで、間違った IP 演算と思われるが、手術用ナビゲーションにおいてはそもそも患者の内部にあって見えない手術器具の画像を見ることが目的であり、その目的を達成するための画像である。

【0057】臓器内部に進入している手術器具をより自然な三次元画像として表現するならば、前述のように、手術器具 12 の仮想感光体 2' ' 上の二次元画像群を、既に演算されている患者の体表や内部臓器を示す医療用ボクセルデータ画像 10 の仮想感光体 2' ' 上の二次元画像群に上書き（オーバーライト）するのではなく、仮想感光体 2' ' 上のある画素の手術器具 12 を表す画像の数値と医療用ボクセルデータ画像 10 を表すの数値をある比率で重み付加算するのも有効である。

【0058】例えば、仮想感光体 2' ' 上のある画素の、手術器具 12 を表す画像の赤、緑、青の成分の数値が R12、G12、B12 で、医療用ボクセルデータ画像 10 の赤、緑、青の成分の数値が R10、G10、B10 の場合に、仮想感光体 2' ' 上のその画素の赤、緑、青の成分の数値を  $(t \times R12 + (1-t) \times R10)$ 、 $(t \times G12 + (1-t) \times G10)$ 、 $(t \times B12 + (1-t) \times B10)$ 、（ここに  $0 < t < 1$ ）と演算すれば、重なり合っている画像が半透明表示になり、より自然な三次元像が見える。これとて、三次元画像同士の合成と比べると格段に簡単な演算であり、高速演算の目的は十分達せられる。

【0059】図 16 は手術器具 12 の先端 12a が仮想レンズアレイ 1' ' より手前の場合（点 12a と点 12b がレンズアレイの同じ側にある場合）の、仮想感光体 2' ' 上で手術器具 12 の二次元画像が存在する範囲を説明した図である。点 12a の視域 6 を表すところの、点 12a を頂点とする多角錐が仮想感光体 2' ' と交差する多角形を Aa とし、点 12b の視域 6 を表すところの、点 12b を頂点とする多角錐が仮想感光体 2' ' と交差する多角形を Ab とすると、多角形 Aa の内部と多角形 Ab の内部およびそれら二つの多角形の外接線で囲まれた領域 AT がほぼ手術器具 12 の二次元画像が存在する範囲になる。前述のように、手術器具の三次元像にはある太さを与えるので、実際にはこの範囲 AT の周囲に手術器具像の太さの半分を拡大した領域になる。

【0060】図17は手術器具12の先端12aが仮想レンズアレイ1'より奥の場合(点12aと点12bがレンズアレイの裏表に位置する場合)の、仮想感光体2'上で手術器具12の二次元画像が存在する範囲を説明した図である。点12aの視域6を表すところの、点12を頂点とする多角錐が仮想感光体2'と交差する多角形をAaとし、点12bの視域6を表すところの、点12bを頂点とする多角錐が仮想感光体2'と交差する多角形をAbとすると、多角形Aaの内部と多角形Abの内部およびそれら二つの多角形の内接線で囲まれた領域ATがほぼ手術器具12の二次元画像が存在する範囲になる。前述のように、手術器具の三次元像にはある太さを与えるので、実際にはこの範囲ATの周囲に手術器具像の太さの半分を拡大した領域になる。

【0061】図16および図17に於いて、視域を示す多角錐として四角錐のばあいでも説明したが、レンズアレイのレンズ配置が蜂の巣状の場合は六角錐の場合もある。さらに、使用されない無駄な画素を持つが、円錐や楕円錐の視域も可能であり、本発明では、これらは多角錐の角数を非常に多くした特殊なケースとして多角錐に含めて考える。

【0062】図16および図17のいずれの場合も、手術器具12の仮想感光体2'上の画像群の演算方法は、図15で説明した方法の他、図14で説明したように仮想感光体2'上の画素からの直線上で手術器具12の表面探索を行ってもよく、後者の場合にはこの範囲ATの周囲に手術器具像の太さの半分を拡大した領域に含まれる画素のみ演算することで、演算回数を減少させられ、演算の高速化には非常に有効である。

【0063】手術が進行し、患部の形状が大きく変形した場合は、手術中にX線CTやMRI等で再度患者の体表や内部臓器の医用ボクセルデータ画像を測定し直してから手術を先に進めるので、この場合は、今までの説明では静止画として扱ってきた患者の体表や内部臓器の三次元画像も高速に書き換え出来ることが望ましい。

【0064】図18はボクセルデータからIPを高速演算する方法の一実施例を示す図である。ここに、仮想レンズアレイ1'のほぼ焦点面に位置する仮想感光体2'上の一画素Paの画像を演算するに当たり、その画素を担当するレンズの基準点と画素Paとを結ぶ直線に沿って、ボクセルデータ画像9の最もレンズアレイから遠いボクセルを表示三次元画像の表示面探索の開始点Saとし、レンズの基準点に向かう直線上を描きたい臓器(大脳)の値を持つボクセルを4ボクセル間隔で見つけるまで①、②と探索し、見つかったところ③で一個前の探索点に戻りボクセルの間隔で④、⑤、⑥と探索、改めて大脳の値を持つボクセルを見つけたところ⑦で探索を終了し、探索終了点のボクセルFaに対応した画像を仮想感光体2'上の画素Paとする。

【0065】最初の粗い探索のピッチは大きいほど探索

は高速になるが、探索ピッチ以下の厚みの臓器は見逃してしまう危険もあり、目的の臓器の寸法・形状に応じて適当な値を選ぶ必要がある。また、粗い探索で目的の臓器を見つけた後のボクセルピッチの探索は、1ボクセルずつ戻る方向に探索してもよい。いずれにせよ、まず粗く探索することによりその分演算を高速化できる。

【0066】本発明の目的を、手術用三次元画像ナビゲータに絞って説明してきたが、一般の三次元画像の部分動画に適用出来ることは明白である。

【0067】

【発明の効果】本発明では、患者の体表や内部構造等を示す画像の変更が必要な場合を除き、刻々三次元的に位置が変化する手術器具の平面ディスプレイ用二次元画像のみを演算し、患者の体表や内部構造を示す画像等の既に演算された平面ディスプレイ用二次元画像とを、二次元画像同士で合成することで、大部分が静止した患者の体表や内部臓器の三次元画像と、刻々変化する手術器具の画像の合成された三次元画像を、高速に演算し、リアルタイムに表示できる。

【0068】また、患者の体表や内部構造等を示すポリュームデータから、平面ディスプレイ用の二次元画像を演算するに当たって、描くべき物体像の表面を探索することを、レンズアレイから最も飛び出した位置にあるボクセルから始め、ボクセルの間隔より大きい間隔で探索し、探索した点が描くべき物体の内部に到達したら、一個前の探索点との間を、改めてボクセルの間隔で表面を見つける演算方法により、ほぼ静止画と考えてよい患者の体表や内部臓器の三次元画像も、書き換えが必要になった場合には高速書き換えを可能にする。

【図面の簡単な説明】

【図1】 IP記録原理説明図(マイクロ凸レンズ二次元アレイを用いた場合)

【図2】 IP再生原理説明図(マイクロ凸レンズ二次元アレイを用いた場合)

【図3】 IP記録原理説明図(ピンホール二次元アレイを用いた場合)

【図4】 IP再生原理説明図(ピンホール二次元アレイを用いた場合)

【図5】 マイクロ凸レンズ二次元アレイ斜視図

【図6】 ピンホール二次元アレイ斜視図

【図7】 大きい不透明物体撮影の説明図

【図8】 大きい不透明物体像再生の説明図

【図9】 修正されたCGによる二次元画像演算の説明図

【図10】 修正されたCGによる三次元像再生の説明図

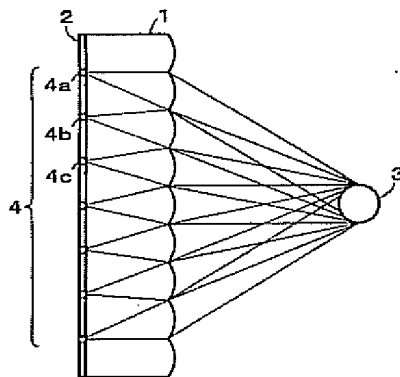
【図11】 修正されたCGによるレンズアレイより奥の物体の演算説明図

【図12】 修正されたCGによるレンズアレイ前後の物体の演算説明図

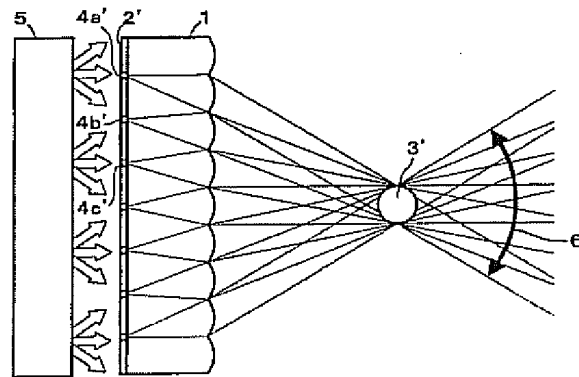


- 【図 13】 医用ボクセルデータの構造
- 【図 14】 ボクセルデータからの IP 演算方法およびレンズアレイの設計から決まる視域の説明図
- 【図 15】 手術器具の IP 演算方法説明図
- 【図 16】 手術器具の IP 二次元画像計算領域を示す図（先端がレンズアレイより手前の場合）
- 【図 17】 手術器具の IP 二次元画像計算領域を示す図（先端がレンズアレイより奥の場合）
- 【図 18】 ボクセルデータからの IP 高速演算方法の一例
- 【符号の説明】
- 1 マイクロ凸レンズ二次元アレイ
- 1' 仮想マイクロ凸レンズ二次元アレイ
- 2 感光体
- 2' 現像済感光体
- 2'' 仮想感光体
- 3 点光源
- 3' 点光源像
- 4 被写体像群
- 4' 現像済被写体像群
- 4'' 仮想被写体像群
- 4a、4b、4c・・・被写体像
- 4a'、4b'、4c'・・・現像済被写体像

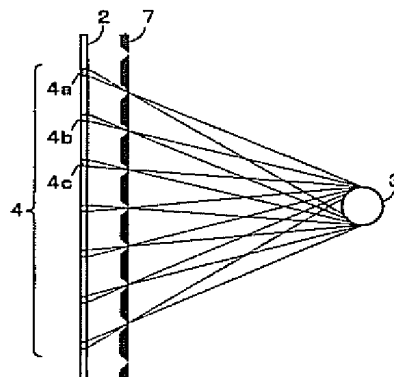
【図 1】



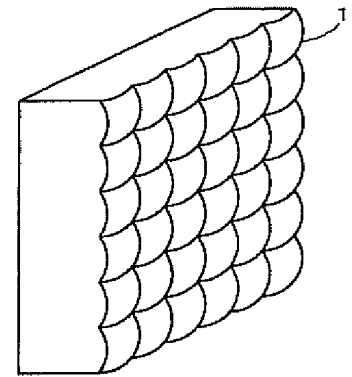
【図 2】



【図 3】

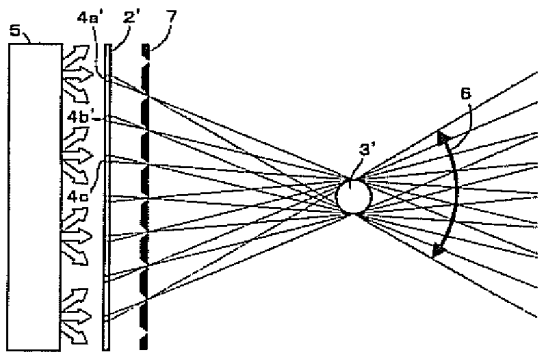


【図 5】

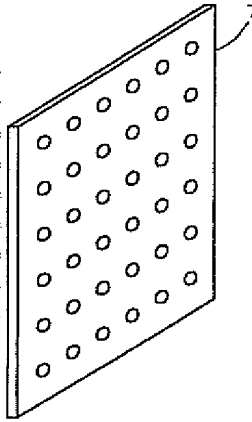


- 5 拡散性面光源
- 6 視域
- 7 ピンホール二次元アレイ
- 8 不透明物体
- 8' 不透明物体像
- 8'' 仮想不透明物体
- 9 ボクセルデータ領域
- 10 医用ボクセルデータ画像
- 11 ボクセル
- 10 LP レンズピッチ
- Pa、Pb、Pc・・・仮想感光体上の画素
- Sa、Sb、Sc・・・仮想感光体上の画素に対応する三次元画像表面探索開始点
- Fa、Fb、Fc・・・仮想感光体上の画素に対応する探索された三次元画像表面
- DA 三次元画像表示（演算）範囲
- 12 手術器具
- 12a 手術器具先端
- 12b 三次元画像表示範囲内の手術器具最遠点
- 20 Aa 手術器具先端 12a の仮想感光体上での画像領域
- Ab 点 12b の仮想感光体上での画像領域
- AT 手術器具全体（12a～12b）の仮想感光体上での画像領域

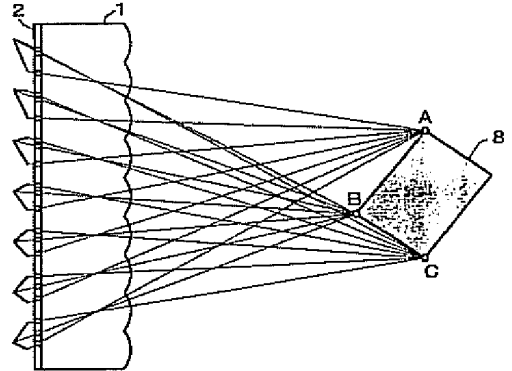
【図4】



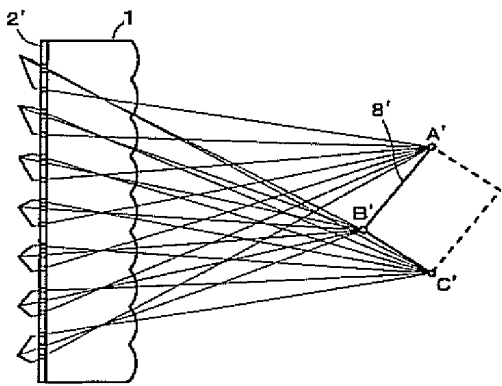
【図6】



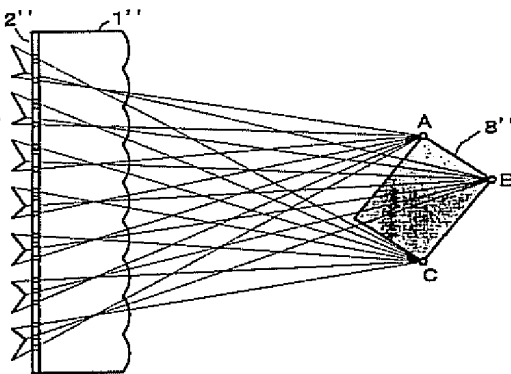
【図7】



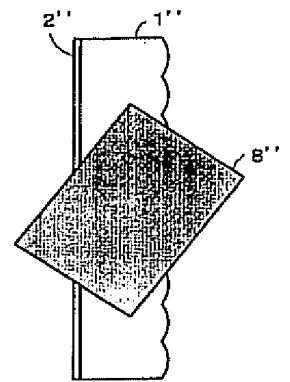
【図8】



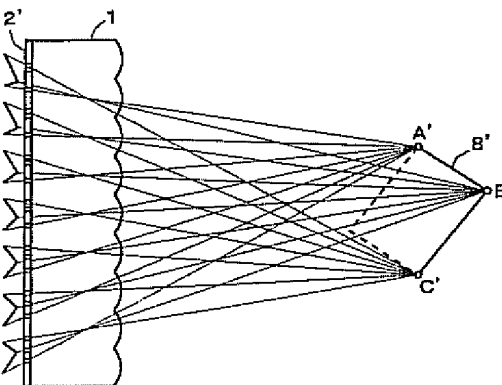
【図9】



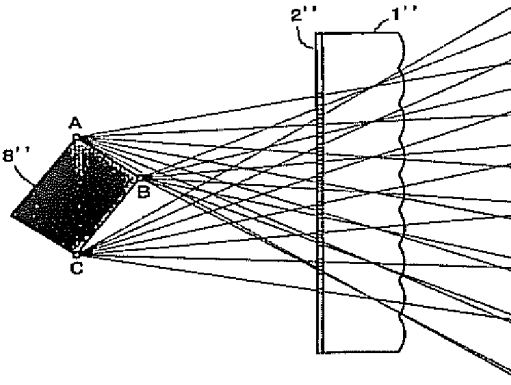
【図12】



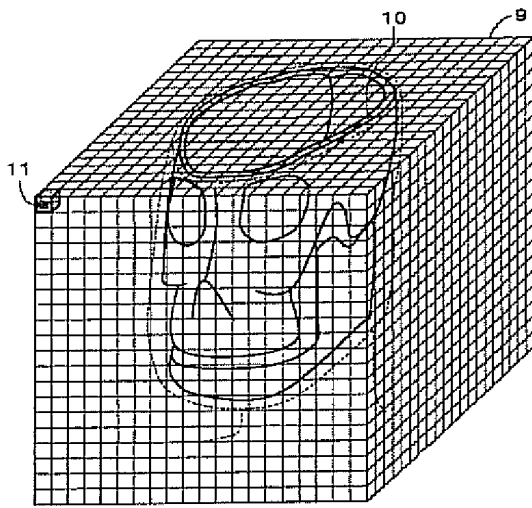
【図10】



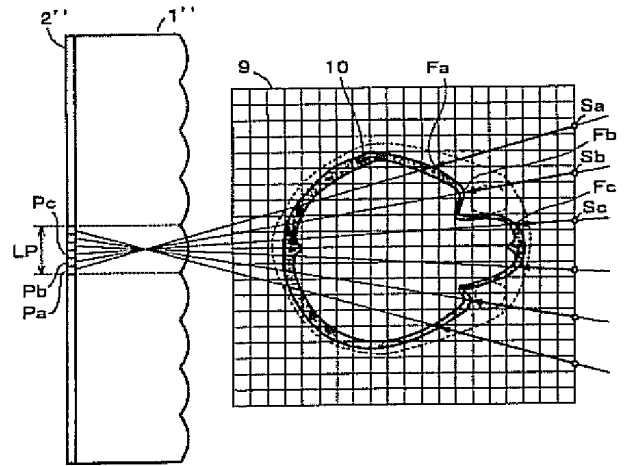
【図11】



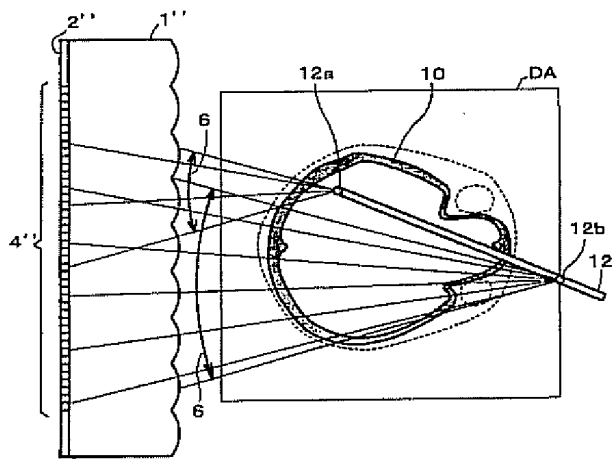
【図13】



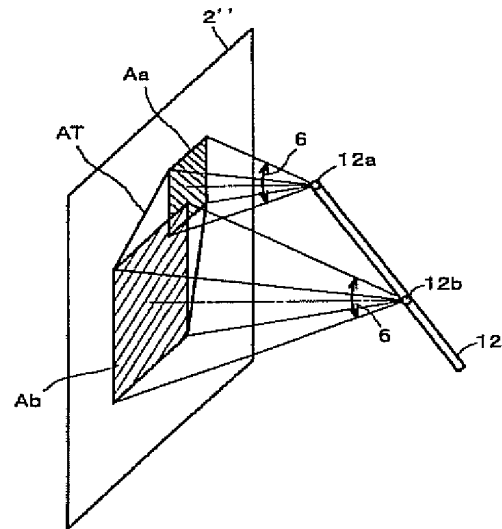
【図14】



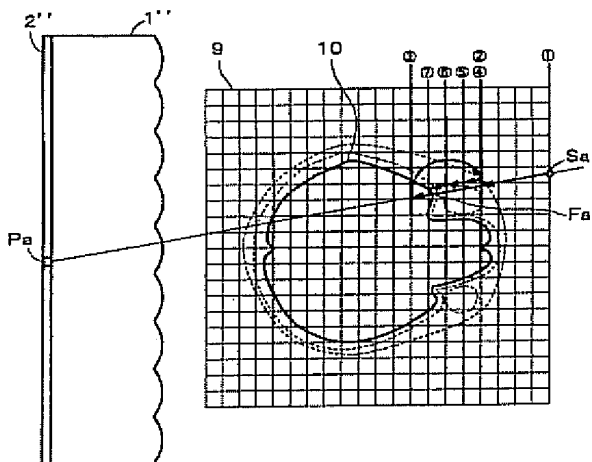
【図15】



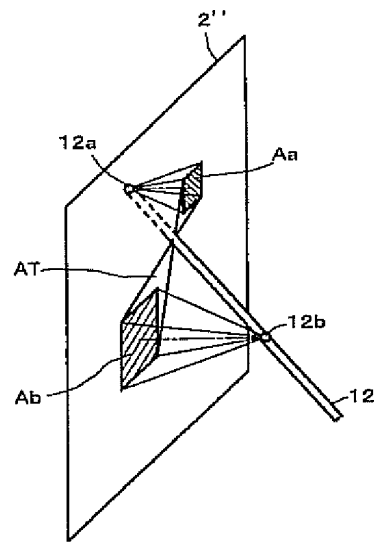
【図16】



【図18】



【図17】



フロントページの続き

(51)Int.Cl. <sup>7</sup>	識別記号	F I	テーマコード*(参考)
G 0 6 T 1/00	2 9 0	G 0 6 T 1/00	2 9 0 B 5 B 0 5 7
	3 0 0		3 0 0
// A 6 1 B 5/055		A 6 1 B 8/00	
	8/00		3 9 0
G 0 1 R 33/32			3 8 0
		G 0 1 N 24/02	5 2 0 Y

(72)発明者 岩原 誠  
神奈川県横浜市神奈川区台町11-20-701

Fターム(参考) 4C093 AA22 AA26 AA30 CA29 FF35  
FF42  
4C096 AA18 AB27 DC33 DC36  
4C301 FF21 JC12 JC13 KK17 LL02  
4C501 FF11 JC15 JC18 JC19 JC20  
JC25 JC26 KK21 KK22 LL01  
LL02  
5B050 BA03 DA01 EA19 EA27 FA02  
FA06 GA04  
5B057 AA09 BA03 BA06 CA13 CB12  
CE08 DA16 DB03